



# Utilisation du langage signal pour l'étude d'algorithmes de traitement du Signal électrocardiographique

Claire Médigue, Jean Clairambault, François Kauffmann, Michel Sorine, Lilia Cursi-Dascalova

## ► To cite this version:

Claire Médigue, Jean Clairambault, François Kauffmann, Michel Sorine, Lilia Cursi-Dascalova. Utilisation du langage signal pour l'étude d'algorithmes de traitement du Signal électrocardiographique. [Rapport de recherche] RR-1717, INRIA. 1992. inria-00076954

**HAL Id: inria-00076954**

**<https://hal.inria.fr/inria-00076954>**

Submitted on 29 May 2006

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



UNITÉ DE RECHERCHE  
INRIA-ROCQUENCOURT

Institut National  
de Recherche  
en Informatique  
et en Automatique

Domaine de Voluceau  
Rocquencourt  
B.P. 105  
78153 Le Chesnay Cedex  
France  
Tél.: (1) 39 63 55 11

Rapports de Recherche

1 9 9 2



ème

anniversaire

N° 1717

*Programme 5*  
*Traitement du Signal,*  
*Automatique et Productique*

**UTILISATION DU LANGAGE  
SIGNAL POUR L'ÉTUDE  
D'ALGORITHMES DE TRAITEMENT  
DU SIGNAL  
ÉLECTROCARDIOGRAPHIQUE**

**Claire MEDIGUE  
Jean CLAIRAMBAULT  
François KAUFFMANN  
Michel SORINE  
Lilia CURZI-DASCALOVA**

**Juin 1992**



★ R R - 1 7 1 7 ★

Utilisation du langage SIGNAL pour l'étude  
d'algorithmes de traitement du signal  
électrocardiographique .

Use of the SIGNAL language for the study of  
electrocardiographic signal processing algorithms.

Claire Medigue|\*   Jean Clairambault|\*   François Kauffmann|†  
Michel Sorine|\*   Lilia Curzi-Dascalova|‡

26 Juin 1992

---

|\*INRIA, Rocquencourt

|†Université de Caen

|‡INSERM CJKF8909, Hosp. Bécélère, Clamart

## Abstract

In order to study maturation of the Autonomic Nervous System (ANS), in newborns, we analyse Heart Rate Variability (HRV) in correlation with other biological informations as sleep states changes.

HRV is processed by Short-Time Fourier Transform in three frequency bands: high frequency, reflecting only para sympathetic control and related to respiratory cycle, middle and low frequencies, both sympathetic and para sympathetic control.

Searching for a fast way to implement and calibrate the methods we are investigating, we use SIGNAL, a data flow, parallel and synchronous language, designed for real time system programming. This language allows a user to describe the processing of a large amount of polygraphic signals at various sampling rates. SIGNAL provides a small set of temporal operators, sufficient for expressing all kinds of relationships among the rhythms (clocks) of the signals: undersampling, merge, delay. The compiler verifies the global coherence of this relational system and builds the corresponding automaton for a target machine.

Due to the data flow aspect, an application is seen as a network of interconnected, modular, possibly parallel, hierarchical processes. Due to the synchronous aspect, SIGNAL provides powerful debugging and calibration tools: the user can dynamically slow down the execution, stop it at each occurrence of any signal, connect probes to monitor signals, change parameter values dynamically during execution.

The resulting HRV analysis software, LARY-C, is suitable for research purposes (development of methods with real time simulation) as well as clinical purposes (assessment and exploration of methods).

## Résumé

Pour étudier la maturation du Système Nerveux Autonome (SNA) chez les nouveaux nés, on analyse la Variabilité du Rythme Cardiaque (VRC), en relation avec d'autres informations biologiques telles que les changements de stades de sommeil.

La VRC est calculée par la Transformée de Fourier à Court Terme dans trois bandes de fréquence: la haute fréquence, reflétant le contrôle para sympathique seul et liée au cycle respiratoire; les moyenne et basse fréquences, reflétant à la fois le contrôle sympathique et para sympathique.

C'est en cherchant un moyen rapide d'implémentation et de calibration des méthodes en cours d'évaluation, que nous avons utilisé SIGNAL, un langage flots de données, parallèle et synchrone, conçu pour les systèmes de programmation en temps réel. Ce langage permet le traitement de volumineux signaux polygraphiques à des rythmes différents. SIGNAL offre un petit ensemble d'opérateurs temporels suffisant pour exprimer toutes les relations possibles entre les rythmes (horloges) des signaux: sous échantillonnage, mélange, retard. Le compilateur vérifie la cohérence globale de ce système relationnel et construit l'automate correspondant pour la machine cible.

Grâce à l'aspect flot de données, une application peut être considérée comme un réseau de processus interconnectés, modulaires, éventuellement parallèles et hiérarchiques. Grâce à l'aspect synchrone, SIGNAL offre des outils puissants de mise au point des programmes et de calibration des méthodes: l'utilisateur peut dynamiquement ralentir, stopper une exécution à l'occurrence de n'importe quel signal, connecter des sondes aux signaux et faire varier les valeurs des paramètres de manière dynamique en cours d'exécution.

Le logiciel d'analyse de la VRC qui en résulte, LARY-C, est adapté aux objectifs de recherche (développement de méthodes avec simulation en temps réel) comme aux objectifs cliniques (évaluation et exploration de méthodes).

## Table des matières

<b>1</b>	<b>Introduction</b>	<b>4</b>
1.1	Utilisation des signaux Electro Cardio Graphiques pour l'étude du Système Nerveux Autonome . . . . .	4
1.2	Utilisation d'algorithmes d'analyse du Rythme Cardiaque en Recherche et en Clinique . . . . .	4
1.2.1	En Recherche . . . . .	4
1.2.2	En Clinique . . . . .	4
1.3	LARY-C: Logiciel d'Analyse du Rythme Cardiaque . . . . .	5
<b>2</b>	<b>Aspects informatiques de l'application et langage SIGNAL</b>	<b>5</b>
2.1	Quelques caractéristiques informatiques de l'application . . . . .	5
2.2	Le langage SIGNAL . . . . .	5
<b>3</b>	<b>Nature des signaux étudiés</b>	<b>8</b>
3.1	ECG . . . . .	8
3.2	Rythme cardiaque . . . . .	10
3.3	Stades du sommeil . . . . .	10
<b>4</b>	<b>Algorithmique utilisée</b>	<b>11</b>
4.1	La chaîne de traitement . . . . .	11
4.2	Détection des complexes QRS sur le signal ECG . . . . .	11
4.3	Validation des intervalles RR détectés . . . . .	12
4.4	Transformée de Fourier à court terme dans trois bandes de fréquence . . . . .	13
4.5	Interprétation des résultats . . . . .	13
<b>5</b>	<b>Programmation des algorithmes en SIGNAL</b>	<b>13</b>
5.1	Spécifications d'un algorithme en SIGNAL . . . . .	13
5.1.1	Aspect flots de données, aspect temps réel . . . . .	14
5.1.2	Aspect calcul sur valeurs: filtre IIR . . . . .	16
5.1.3	Aspect calcul sur horloges . . . . .	17
5.2	Apport de SIGNAL pour la mise au point des programmes . . . . .	22
5.3	Apport de SIGNAL pour la mise au point des méthodes . . . . .	22
5.3.1	Interactivité: réglage dynamique de paramètres . . . . .	22
5.3.2	Interactivité conditionnée . . . . .	23
<b>6</b>	<b>Conclusion</b>	<b>23</b>

# 1 Introduction

## 1.1 Utilisation des signaux Electro Cardio Graphiques pour l'étude du Système Nerveux Autonome

Chez l'homme, certains signaux biologiques sont des "fenêtres ouvertes sur le Système Nerveux" permettant des investigations indirectes mais non invasives: c'est en effet par le biais des enregistrements cardiographiques (ECG), encéphalographiques (EEG), respiratoires, des mouvements corporels et oculaires qu'on peut accéder à une meilleure connaissance de l'état du Système Nerveux. A travers l'ECG, on s'intéresse plus particulièrement à la partie responsable de la régulation des fonctions internes de l'organisme, le **Système Nerveux Autonome (SNA)**: on extrait le **Rythme Cardiaque** de l'ECG; sa variabilité en plusieurs bandes de fréquence est le reflet de l'activité des deux branches antagonistes du SNA qui régulent la fonction autonome du coeur: variabilité haute fréquence, reflet du parasympathique, en correspondance avec la fréquence respiratoire, variabilités moyenne et basse fréquences, reflet des deux branches sympathique et parasympathique, impliquées dans des mécanismes de régulation tels que les variations de la pression artérielle, la régulation thermique. Ces divers moyens de régulation passent par un contrôle des centres cérébraux dont l'état est reflété par l'EEG.

## 1.2 Utilisation d'algorithmes d'analyse du Rythme Cardiaque en Recherche et en Clinique

### 1.2.1 En Recherche

L'objectif est la mise en évidence d'indices de maturité du SNA à partir des variables quantitatives du rythme cardiaque en relation avec d'autres signaux biologiques (traitement d'enregistrement dits 'polygraphiques': ECG, EEG, mouvements oculaires, corporels, respiratoires). Une des difficultés de cette recherche est due aux variabilités de morphologie inter et intra individuelles, au bruit ajouté par les contractions thoraciques. Donc, la nécessité d'une détection fine des QRS puis la mesure des variabilités du rythme cardiaque impliquent l'évaluation de méthodes diverses (de détection, spectrales, temporo-spectrales, modélisations linéaires ou non linéaires ...) et l'accès à des bibliothèques de traitement mathématique du signal et de traitement statistique des résultats.

Dans cette optique de recherche fondamentale, une étude sur le **développement du SNA chez les nouveau-nés en parallèle avec le développement des stades du sommeil** et les implications physiopathologiques de la prématurité est menée en collaboration avec le laboratoire de physiologie de l'hôpital Antoine Béchère (Dr. Curzi-Dascalova)[3, 11, 12].

D'autres domaines de la pathologie infantile impliqués dans la maturation du SNA ont été abordés jusqu'à maintenant dans le projet SOSSO; ils concernent surtout la pré-natalité et la post-natalité immédiate: la mort subite inexpiquée du nourrisson [6, 7] et la souffrance foetale chronique [1, 2]

### 1.2.2 En Clinique

L'objectif diagnostique, avec surveillance de routine à partir des indices détectés, implique l'utilisation de **systèmes temps réel** avec éventuellement mise en parallèle sur multiprocesseurs. L'analyse des variabilités du Rythme Cardiaque a déjà des applications cliniques telles que la surveillance des entraînements physiques après infarctus, des entraînements prolongés des athlètes, des effets de la l'angioplastie coronarienne [10] ...

### 1.3 LARY-C: Logiciel d'Analyse du Rythme Cardiaque

Développé en SIGNAL, ce logiciel d'application est basé sur la traduction d'algorithmes intégrés dans un système d'analyse des signaux biomédicaux, en Fortran 77 par F. Kauffmann [4]; système ayant fourni des résultats cliniques sur un certain nombre de signaux; il est complété par l'intégration d'autres algorithmes et donne lieu à une description détaillée. Actuellement, ce prototype tourne sur poste de travail UNIX et traite des données enregistrées sur fichiers [16].

## 2 Aspects informatiques de l'application et langage SIGNAL

### 2.1 Quelques caractéristiques informatiques de l'application

#### Volume des enregistrements

Les enregistrements à traiter sont volumineux, jusqu'à 40 Mo. Ils nécessitent des traitements numériques, 'à la volée' (par échantillon ou par bloc) qui se décrivent naturellement dans un style flots de données.

#### Cadences des enregistrements

Les cadences d'enregistrements sont multiples, de quelques hertz pour les signaux respiratoires à quelques centaines de hertz pour l'ECG. Ce sont en fait les rythmes de signaux extraits de ces rythmes de base qui, par leurs variations et leurs dépendances sont porteurs d'information. Il est donc important de pouvoir:

- Caractériser les événements dont le rythme doit être étudié. Cela se fait en décrivant des relations vérifiées par des valeurs successives d'un même signal ou simultanées de plusieurs signaux. Par exemple: la détection du complexe cardiaque (QRS) peut se faire ainsi, en schématisant: le signal ECG est filtré par un passe haut, deux variances à court et long terme sont calculées. Les variations du rapport de ces variances, lorsqu'elles sont plus grandes qu'un seuil donné, indiquent la présence d'un complexe cardiaque à proximité de l'instant de détection. Ces détections constituent des événements de base.

- Sous échantillonner ou mélanger des signaux pour créer de nouveaux signaux. Par exemple: le rythme des ondes R des QRS dont la détection vient d'être évoquée constitue le rythme de base dont on étudie les variations: c'est un sous rythme du rythme initial, résultat d'un sous échantillonnage. Certaines de ces ondes R sont en fait des artefacts, le médecin doit pouvoir les valider: il faut alors pouvoir mélanger signaux détectés et validations pour produire ici un signal RR validé. Ce mélange nécessite un suréchantillonnage des deux signaux.

- Les opérations précédentes d'extraction et de mélange des signaux reviennent à des relations pouvant être complexes entre les rythmes de ces signaux. Il peut alors être nécessaire de vérifier la cohérence de cet ensemble de relations, par exemple de vérifier qu'il existe bien des rythmes les satisfaisant toutes.

### 2.2 Le langage SIGNAL

#### Description

On a travaillé avec SILDEX, la version de SIGNAL industrialisée par TNI, à cause des possibilités de manipulation de rythmes, offertes par ce langage [13, 14, 15]. SIGNAL est un langage synchrone, flots de données, permettant de décrire des relations entre des suites d'événements valués, les signaux. Ces relations sont:

- La précédence entre les événements d'un même signal, ce qui permet de les compter et donc de dater les valeurs.

- La simultanéité entre événements, supposée partout définie, ce qui revient à supposer que les événements ne peuvent pas se recouvrir partiellement et donc interagir. Ils coïncident ou sont distincts: leurs durées sont nulles. C'est l'hypothèse synchrone.

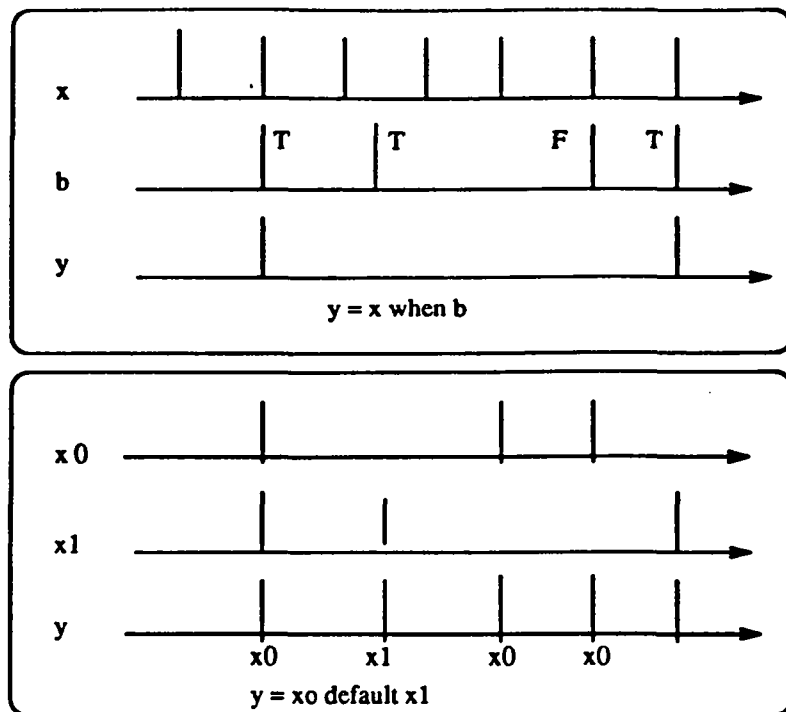


Figure 1: Chronogramme des opérations élémentaires entre les horloges des signaux

- **Fonctionnelles** entre les valeurs d'événements simultanés (calculs sur les valeurs).

Deux signaux sont **synchrones** si leurs événements sont deux à deux simultanés, ce qui définit une relation d'équivalence. La classe d'équivalence d'un signal  $X$  est appelée son horloge,  $h(X)$  et définit ses **présences-absences** relativement à un ensemble de signaux. A l'aide du calcul booléen naturel sur (présent, absent) on définit les relations temporelles de base entre les signaux, comme le montre la Table 1. On dispose pour les exprimer, de quatre processus élémentaires et d'un opérateur de connexion, représenté par "|".

TABLE 1  
OPERATEURS TEMPORELS DE BASE

processus élémentaire et sa syntaxe	relation sur les flots équation d'horloges	dépendance instantanée entre signaux
fonction immédiate $Y := F(X)$	$y = f(x)$ $h(y) = h(x)$	$y$ dépend de $x$
retard $ZX := X\$1$	$zx(n) = x(n-1)$ $h(zx) = h(x)$	$zx$ ne dépend pas de $x$
sous-échantillonnage $Y := X \text{ WHEN } B$	$y = x$ $h(y) = h(x).h(b = \text{true})$	$y$ dépend de $x$ quand $b$ présent et vrai
mélange	$y = x0$ ou $y = x1$	$y$ dépend de $x0$ quand $x0$ présent ou de $x1$ quand $x0$ absent et $x1$ présent

Les algorithmes sont représentés par un **graphe orienté** dans lequel:

- Les **noeuds** sont les processus élémentaires. Ils ont des ports d'entrée et de sortie auxquels sont connectés les flots de valeurs des signaux.
- les signaux sont les couples: port, horloge.
- Les **Arcs** représentent les dépendances entre les ports d'entrée et de sortie des noeuds; ces dépendances sont **conditionnées** par les horloges (une dépendance est active quand son horloge est présente).



- Les horloges vérifient les relations associées aux processus élémentaires.

Lors de la compilation, l'existence de telles horloges et l'absence de cycles actifs sont vérifiées: c'est une **preuve de la correction temporelle du programme**. Le programme généré est aussi un graphe flot de données conditionné où chaque noeud et chaque arc sont étiquetés par une horloge d'activation exprimée maintenant en fonction de signaux externes. Les fonctions externes sont vues comme des fonctions immédiates particulières.

### Conséquences

- L'aspect **flot de données** conduit à une orientation de l'interface utilisateur de type bloc-diagramme et l'application est vue comme un réseau de processus inter-connectés: ceci permet de décrire facilement le **parallélisme**, de donner une description modulaire et hiérarchique de l'application, ce qui facilite son développement et sa maintenance.

- L'aspect **temps réel** permet de décrire simplement les relations entre rythmes, ici entre horloges de signaux. Effectivement, à travers les instructions de base on spécifie des relations booléennes entre horloges (à l'aide d'égalité, de multiplication et d'addition). La notion d'horloge associée à chaque signal est proche de la notion naturelle de rythme et donc les relations entre les rythmes s'expriment naturellement en terme d'expressions d'horloges.

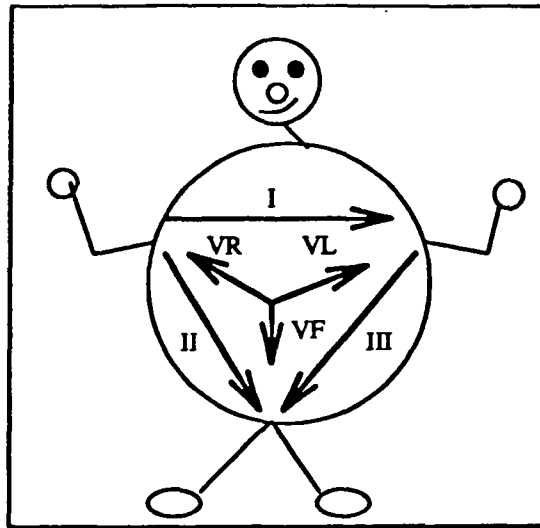


Figure 2: Vecteurs unissant les dérivation standards de l'ECG

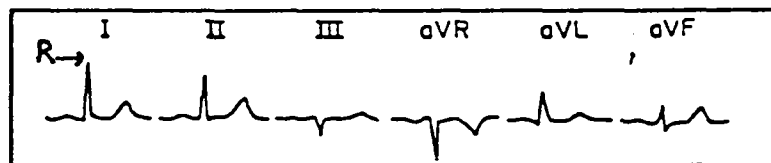


Figure 3: Complexes QRS normaux dans 6 dérivation

### 3 Nature des signaux étudiés

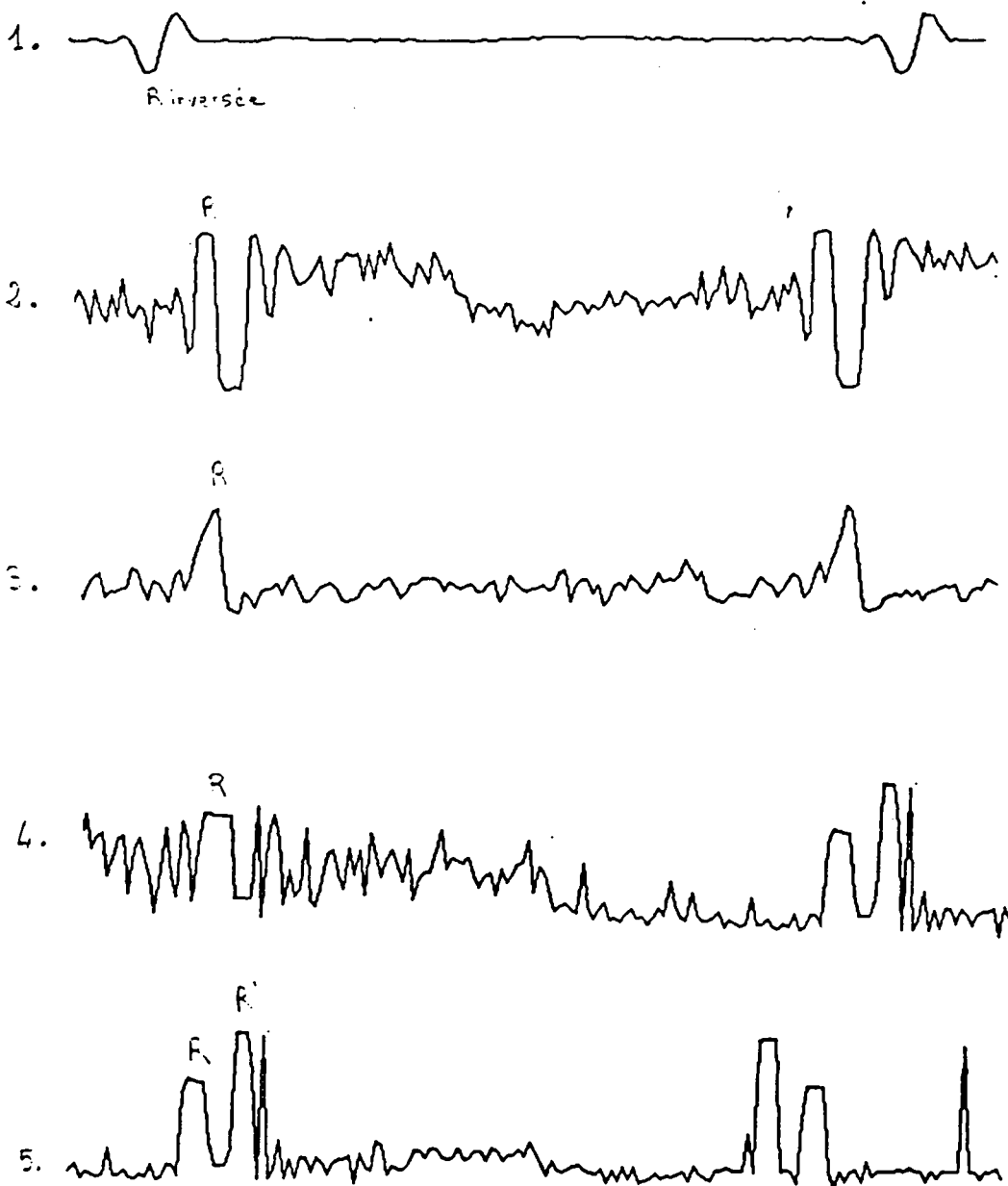
#### 3.1 ECG

Le signal ECG est l'enregistrement des phénomènes électriques accompagnant la contraction de l'ensemble des fibres musculaires cardiaques pour accomplir les actions d'éjection du sang dans les gros vaisseaux ou au contraire de remplissage des cavités cardiaques. Cette activité électrique du coeur est modélisée par un vecteur champ électrique tournant dans l'espace autour d'un point lié au coeur. Les enregistrements que l'on considère sont les projections de ce vecteur champ électrique dans les directions définies par la position des deux électrodes utilisées pour faire les mesures en mode différence de potentiel. On distingue en général 6 directions privilégiées (D1, D2, D3, VR, VL, VF) qui sont représentées dans la figure 2.

Ci-dessous figure l'exemple d'un ECG normal (Fig 3): l'onde P représente la dépolarisation auriculaire; les ondes Q, R et S, la dépolarisation ventriculaire; l'onde T, la repolarisation ventriculaire. Un battement cardiaque est communément appelé complexe QRS, du nom des ondes négatives et positives qui le constituent. On voit que la morphologie et l'amplitude des QRS, l'existence ou l'absence de certaines ondes varient avec la position des électrodes d'enregistrement sur le thorax.

La morphologie et l'amplitude des QRS varient aussi avec l'axe du coeur dans le thorax et les changements de position du sujet au cours d'un même enregistrement. A ces variations s'ajoutent les contractions musculaires du thorax qui peuvent noyer les QRS. Les signaux réels ci dessous le montrent (de haut en bas):

- 1: enregistrement probable en dérivation III où l'onde R est négative; pas de bruit surajouté.
- 2 et 3: enregistrements dans les dérivation où l'onde R est positive (I, II ou VL); bruit surajouté noyant les ondes P et T.
- 4: le premier complexe QRS est un exemple de cas limite de reconnaissance visuelle par un spécialiste entraîné; le contexte seul permet de prendre une décision. Le problème est à fortiori celui de la détection automatique
- 5: les deux complexes QRS comportent deux ondes R (R et R') qui pourraient relever de phénomènes pathologiques tels que des troubles de la conduction. Ils montrent également les variations d'amplitude des ondes d'un QRS à l'autre.



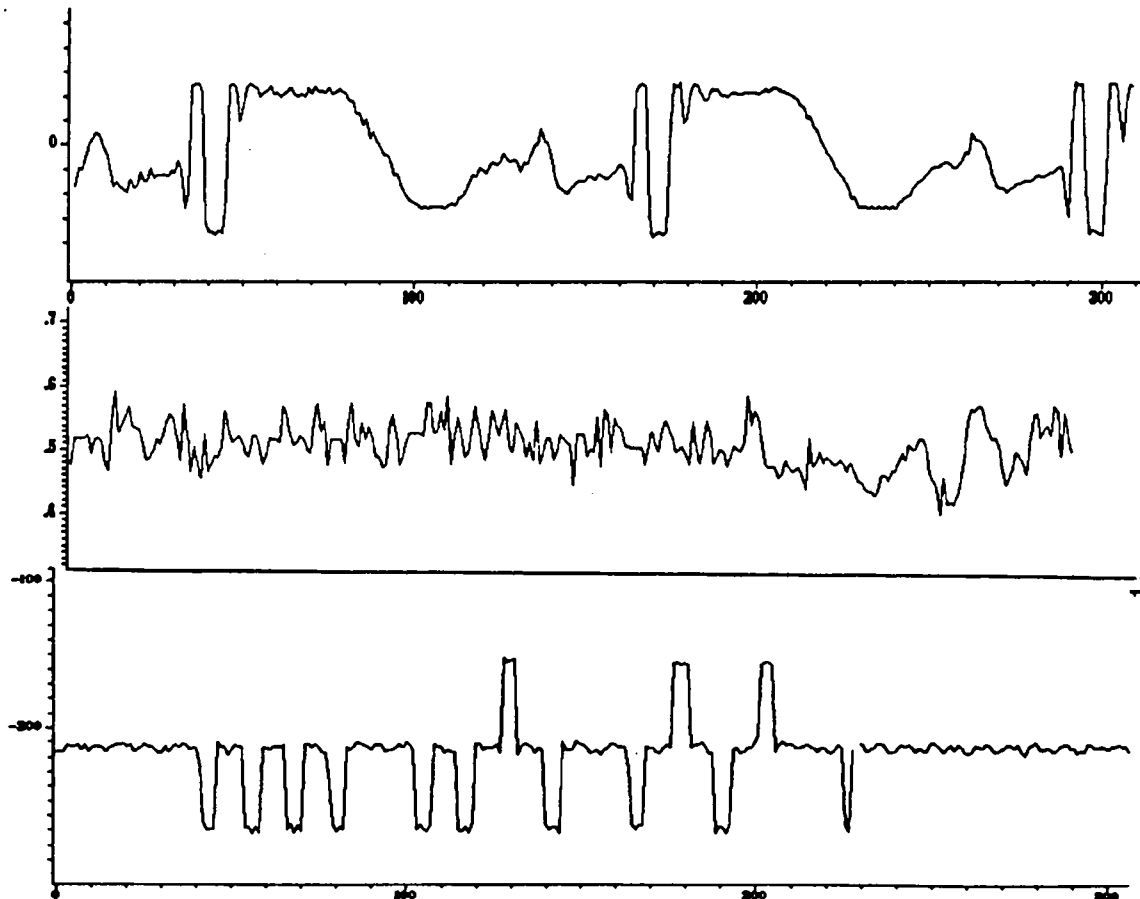
### 3.2 Rythme cardiaque

Le Rythme Cardiaque est l'intervalle séparant deux QRS et il est appelé signal RR car le motif généralement le plus significatif du QRS est le sommet de l'onde R. Ce signal RR est exprimé en millisecondes (période instantanée ou moyenné sur des intervalles de l'ordre de 500 ms); il donne alors la fréquence cardiaque instantanée en nombre de battements par minute. L'occurrence d'une onde R se produit environ tous les 150 échantillons ECG chez le nouveau né. La durée de l'échantillon est de l'ordre de 3 ms, ce qui correspond à environ 120 battements par minute.

### 3.3 Stades du sommeil

La classification en stades de sommeil (calme, agité ou actif, indéterminé ou veille) est faite visuellement par des spécialistes à partir de l'EEG et des mouvements oculaires; ils spécifient le début et la fin d'un stade par les valeurs correspondantes d'une piste horloge, synchrone des enregistrements ECG, EEG, mouvements et l'inscrivent sur un fichier avec la nature du stade.

Les valeurs de la piste horloge sont représentées par des créneaux positifs ou négatifs, représentant des bits à 1 ou 0; une valeur est exprimée en code hexadécimal et va de 0 à 999: elle est donc représentée par trois paquets de quatre bits. L'occurrence d'une valeur se produit environ tous les 1300 échantillons ECG.



Signaux réels, de haut en bas: ECG, RR, piste horloge

## 4 Algorithmique utilisée

### 4.1 La chaîne de traitement

Les étapes sont les suivantes:

- Détection des QRS sur l'ECG; calcul des intervalles successifs entre deux QRS, soit production du signal RR.
- Détection des artefacts sur le signal RR et correction par interpolation.
- Préfiltrage du signal RR en trois bandes de fréquence puis application de la Transformée de Fourier à court terme dans chacune des trois bandes.
- Interprétation des résultats.

L'ensemble du traitement réalisé en SIGNAL figure p. 14.

### 4.2 Détection des complexes QRS sur le signal ECG

Une des méthodes utilisées est la Recherche de rupture de deux modèles [8, 9].

#### 1.a Filtrage passe-haut sur l'ECG:

Pour en garder les variations rapides, correspondant aux zones de battements cardiaques: On utilise des filtres en cascade, chacun étant un filtre linéaire à réponse impulsionnelle infinie de la forme :

$$y_n = \sum_{i=0}^q b_i u_{n-i} - \sum_{i=1}^p c_i y_{n-i}$$

avec  $q=2$  et  $p=2$ . Le nombre de filtres (de 1 à 4) et les coefficients des filtres sont des paramètres du modèle .

#### 1.b Rapport de deux variances

On estime sur le signal filtré une variance court terme assimilée au signal et une variance long terme assimilée au bruit dont le rapport est appelé SNR (Signal to Noise Ratio)

**variance court-terme:**

$$w_t = Y^2 + \dots + Y_{t-N+1}^2$$

N est la longueur de la fenêtre glissante; c'est un paramètre du modèle qui varie en pratique de 5 à 10 échantillons.

**variance long-terme:**

$$v_t = A v_{t-1} + (1 - A) w_t$$

$$A = 10^{-\frac{1}{CST}}$$

CST est le "temps de relaxation" de la variance à long terme (ou bruit); plus il est long, plus lente est l'évaluation du bruit; c'est un paramètre du modèle qui varie en pratique de 100 à 1000 ( $0 < A < 1$ ). Les variations de v sont bornées par :

$$v_{max} = (1 + X) * v_{t-1}$$

$$v_{min} = (1 - X) * v_{t-1}$$

X est un paramètre du modèle qui varie 0,01 à 0,1; en pratique, on interdit au bruit de gagner plus de 10% en un échantillon.

#### 1.c La détection des QRS

Le début d'une zone de battement cardiaque correspond au franchissement de seuils d'amplitude du SNR, maintenu pendant une certaine durée.

#### 1.d Recherche d'un motif caractéristique du QRS

La détection des intervalles RR se fait par recherche sur le signal ECG, entre les instants début et fin précédemment détectés de motifs représentatifs du QRS: minimum, maximum,

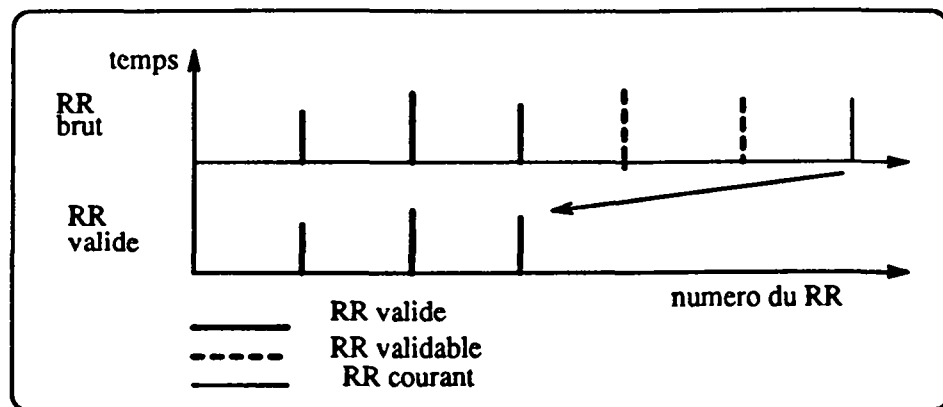


Figure 4: Validation à postériori des RR selon un critère quantitatif

minimum ou maximum de la dérivée, plus grande phase ascendante ou descendante.

#### 1.e Illustration graphique de la méthode, page 15

De haut en bas: ECG brut; signal haute fréquence de l'ECG; variances court et long terme de la haute fréquence; et sur la piste *marque*, instants début et fin d'une zone de QRS et instants de détection du motif caractéristique du QRS sur l'ECG.

### 4.3 Validation des intervalles RR détectés

#### 1.a Mode de croisière

On a voulu trouver un algorithme qui se rapproche le plus possible de la démarche visuelle, c'est à dire bénéficier d'un contexte amont et aval pour juger de la validité d'un RR. On s'est inspiré d'un article de Dalton [17].

- Un RR est validable s'il est correct par rapport à un critère quantitatif faisant intervenir la moyenne des deux précédents.
- Un RR validable n'est validé que s'il est suivi de 2 RR validables: quand on vient de juger le RR courant et qu'il a été décrété correct par rapport à la moyenne des 2 précédents donc validable, c'est le RR -2 qui est sorti et décrété valide (Fig.4)
- L'occurrence d'un RR non validable fait entrer dans le mode artefact.

#### 1.b Mode artefact

On a voulu aussi pouvoir revenir sur l'ECG pour juger visuellement de la validité d'un RR et confirmer ou infirmer la décision algorithmique ; adapter et évaluer les critères de validation quantitative des RR ; comprendre la cause de l'artefact ou de la zone artéfactée : soit les battements cardiaques sont décelables à l'oeil et il est possible d'y remédier par un meilleur ajustement des paramètres de détection sur le signal ECG, soit la zone est ininterprétable à l'oeil et sa durée peut justifier un abandon du traitement; soit il s'agit de phénomènes physiologiques (accélérations,décélérations) ou pathologiques ( extra-systoles) ?. On a donc deux possibilités de traitement en mode artefact:

- Un traitement interactif où l'on présente à l'opérateur les QRS en cause sur l'ECG et où l'on attend une suite de trois RR visuellement corrects pour sortir du mode artefact.
- Un traitement quantitatif où chaque QRS est comparé à une moyenne de référence et où l'on attend une suite de trois RR corrects par rapport à cette moyenne pour sortir du mode artefact.

#### 1.c Correction des artefacts

La durée de la séquence artéfactée est répartie sur  $n$  RR interpolés linéairement

#### 1.d Illustration graphique de la méthode, page 16

De haut en bas: le signal ECG, les instants de détection, le signal RR brut avec une détection manquée, le signal RR corrigé (interpolation de l'artefact), et les instants correspondant à la période interpolée.

### 4.4 Transformée de Fourier à court terme dans trois bandes de fréquence

#### 1.a Préfiltrages IIR

Sur le signal RR pour encadrer chacune des trois fréquences porteuses ( $f_i$ ) d'intérêt physiologique, choisies pour la TFCT :

- En haute fréquence, où la période est de 3 à 8 battements,  $f_1$  est de 0.229, soit le centre de la période.
- En moyenne fréquence, où la période est de 10 à 25 battements,  $f_2$  est de 0.07
- En basse fréquence, où la période est de 30 à 100 battements,  $f_3$  est de 0.0229

#### 1.b Transformée de Fourier à court terme pour chaque bande $[f_i - \epsilon, f_i + \epsilon]$ :

- Démodulation complexe de la forme:

$$A_{f_i}(n) = \left| \sum_{k=0}^n RR_{f_i}(k) w_{f_i, \epsilon}(n-k) e^{-2\pi i f_i k} \right|$$

- $f_i$  :  $f_1, f_2, f_3$
- $(w_{f_i, \epsilon})$ : filtre IIR passe-bas
- $RR_{f_i}$  : RR préfiltré dans la bande  $[f_i - \epsilon, f_i + \epsilon]$ .

#### 1.c Illustration graphique de la méthode, page 17

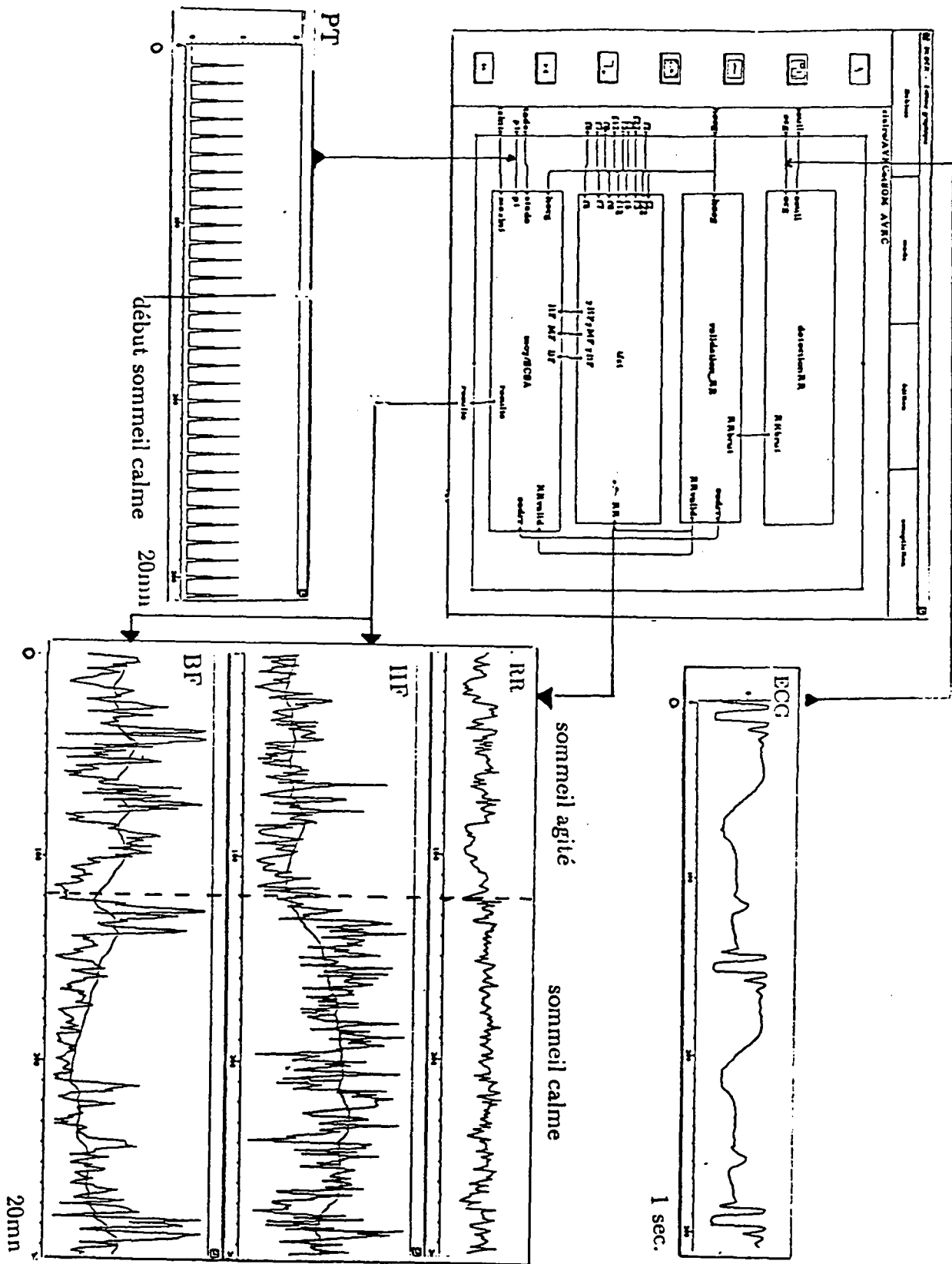
De haut en bas, le signal RR; sa composante haute fréquence; sa composante basse fréquence. Pour chaque composante fréquentielle, on a affiché le signal *puissance instantanée* (en pointillé) et le signal *moyenné*; en effet, dans cette version de LARY-C, ce sont les valeurs moyennées qui sont utilisées pour les méthodes statistiques (paragraphe suivant). On voit ainsi les différences d'amplitude et l'opposition entre haute et basse fréquence pour chaque stade de sommeil. Ces différences sont le témoin du comportement de la balance sympathique-parasympathique du Système Nerveux Autonome: en sommeil agité, le tonus sympathique prédomine, comme en témoignent l'amplitude élevée de la basse fréquence et l'amplitude faible de la haute fréquence; en sommeil calme, le tonus parasympathique prédomine et les amplitudes s'inversent.

### 4.5 Interprétation des résultats

On calcule la moyenne et la variance des puissances instantanées obtenues par la TFCT pour le signal RR et ses trois composantes fréquentielles par **stade de sommeil**. Aux variables quantitatives du rythme cardiaque sont ajoutées des variables qualitatives (nature du stade du sommeil, âge conceptionnel). L'ensemble est ensuite interprété par les logiciels de statistiques: SICLA pour les analyses discriminantes linéaires, SPAD.N pour les analyses en composantes principales [11]. Les résultats permettent d'évaluer les différences dans l'activité du SNA en fonction des stades de sommeil et du degré de la prématurité.

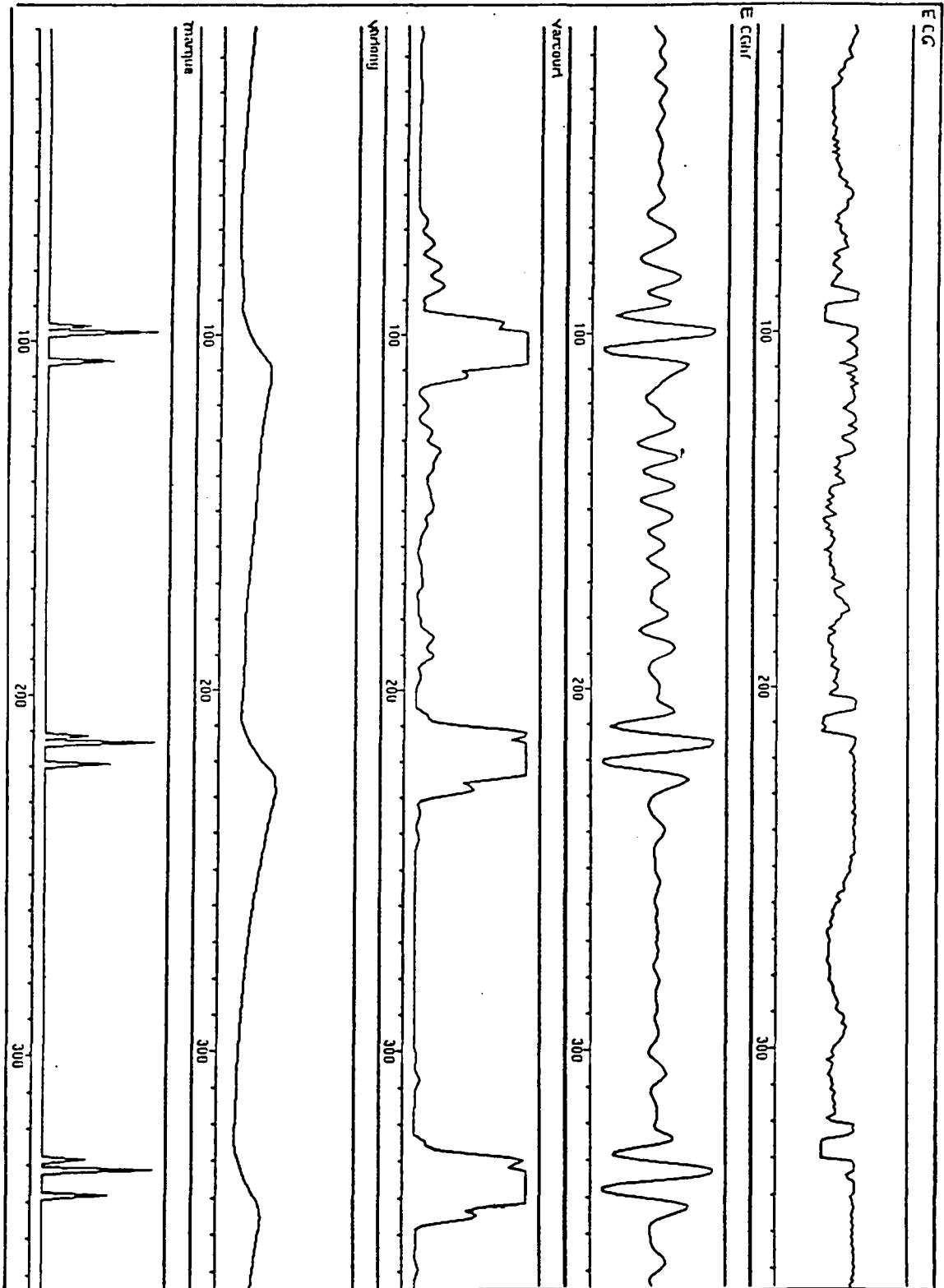
Une autre option est le moyennage par blocs de taille paramétrable; dans les deux cas chaque groupe de résultats est sélectionné en fonction d'un pourcentage d'interpolation toléré et fixé par l'utilisateur.

La chaîne de traitement dans LARY-C:  
De l'ECG aux Variabilités du Rythme Cardiaque, en relation avec les stades du sommeil.

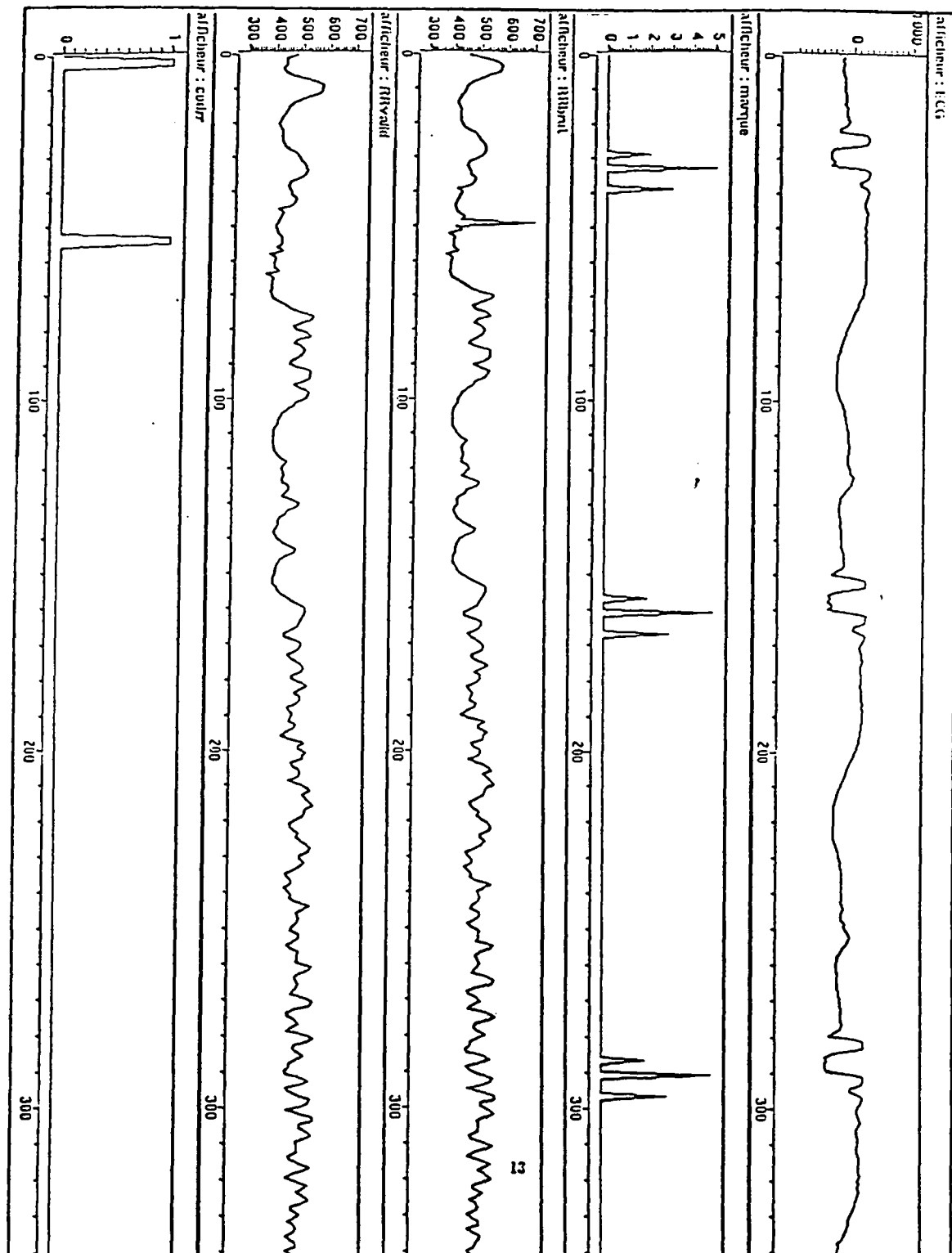




Détection des QRS sur l'ECG:  
Rupture de deux modèles de variance sur le signal filtré

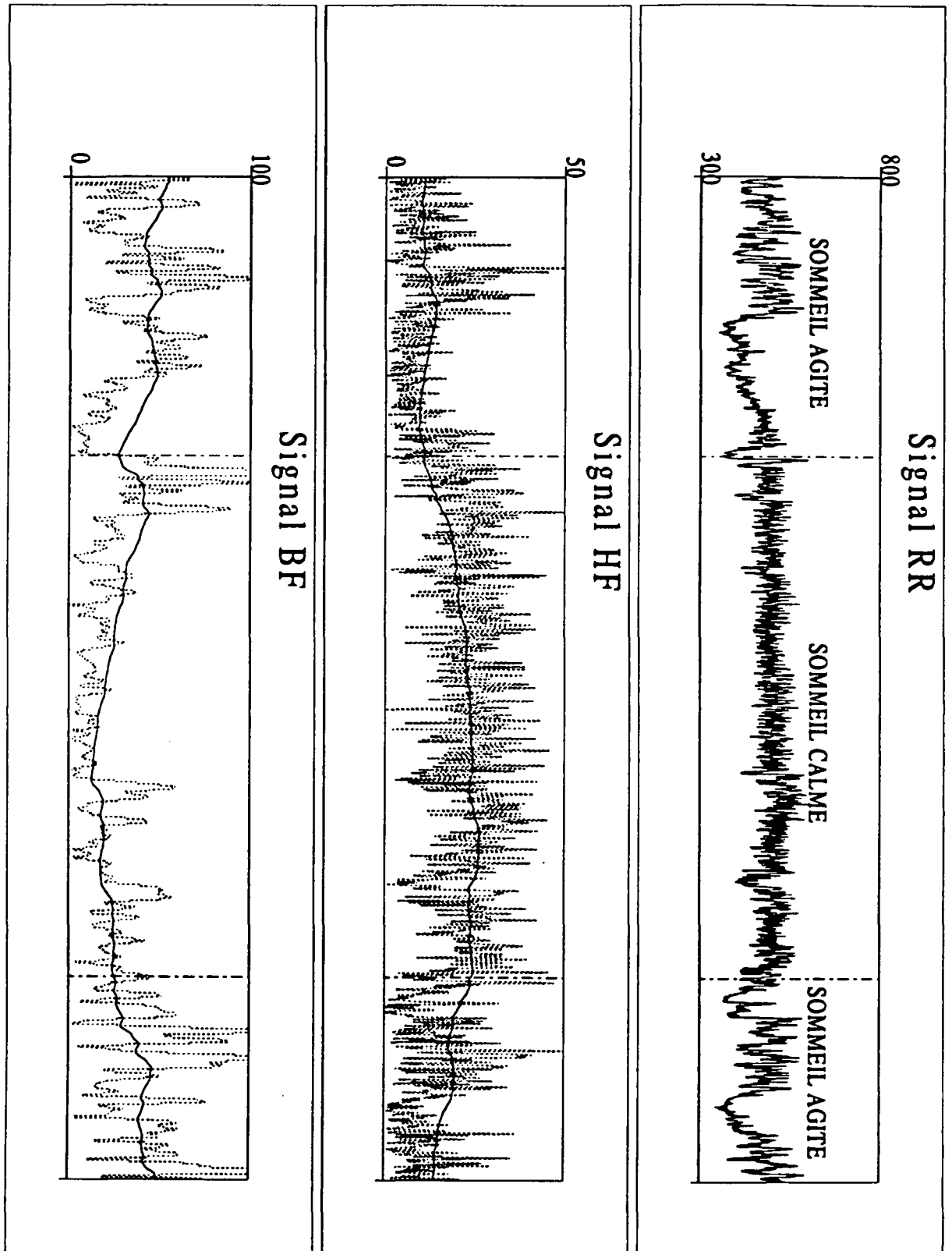


# Validation du signal RR; correction des artefacts



Transformée de Fourier à court terme du signal RR

Ses composantes en HF et BF, reflet de l'état différent du SNA selon le stade du sommeil.  
(Ci-dessous, séquence de 4096 RR d'un nouveau-né à terme. Les ordonnées sont en ms)



## 5 Programmation des algorithmes en SIGNAL

### 5.1 Spécifications d'un algorithme en SIGNAL

On reprendra les points méthodologiques cités au paragraphe 4, de manière non exhaustive. On illustrera d'abord globalement l'aspect flots de données et l'aspect temps réel par la vue d'ensemble d'un processus. On montrera ensuite l'aspect calcul sur valeurs de l'application avec l'utilisation d'opérateurs sur vecteurs et matrices, puis l'aspect calcul sur horloges avec l'utilisation des opérateurs temporels: retard, sous échantillonnage et mélange, utilisé en particulier pour du *suréchantillonnage*. On présentera enfin un exemple de programmation style *automate*.

#### 5.1.1 Aspect flots de données, aspect temps réel

On montre ici l'orientation **blocs-diagrammes** de la programmation, permise par l'aspect **flots de données** et les **rythmes** naturels différents des signaux, pris en compte par l'aspect **temps réel**.

a) Le premier exemple montre la chaîne de traitement complète, c'est à dire les quatre processus correspondant aux quatre méthodes décrites dans le paragraphe 4.

##### détectionQRS:

les signaux d'entrée sont l' *ecg* et les paramètres nécessaires à l'algorithme de détection, ici schématisés par le signal *parameter*. Le signal de sortie extrait de l'ecg est le signal *RRbrut*, dont l'horloge est en moyenne 150 fois plus lente, réalisant un sous-échantillonnage du signal *ecg* (paragraphe 2.1).

##### validationRR:

les signaux d'entrée sont le signal *RRbrut* dont les artefacts sont détectés puis corrigés par interpolation et le signal *hbase*; c'est le compteur du rythme des signaux de base (ECG et piste technique); ce signal, dont l'horloge est la plus fine, est utilisé pour les interpolations, car le sur échantillonnage d'un signal nécessite une horloge plus rapide que la sienne (ce point est détaillé paragraphe 5.1.3 (3)).

Le signal de sortie résultant du mélange des RR corrects et des interpolations par sur échantillonnage est le signal *RRvalid*; ce signal est le nouveau rythme sur lequel se font les calculs suivants.

##### tfct:

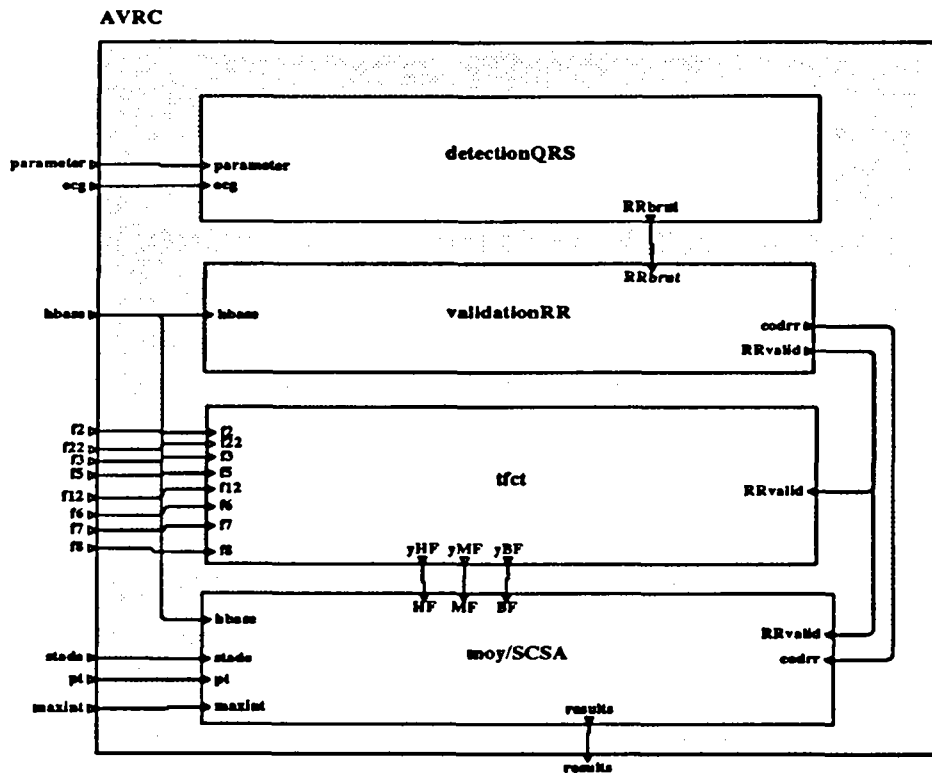
ou Transformée de Fourier à court terme; les signaux d'entrée sont le signal *RRvalid* et les signaux  $f_x$ , coefficients des filtres utilisés. Les signaux de sortie sont les trois composantes haute, moyenne et basse fréquence du signal RR: *yHF*, *yMF*, *yBF*; le signal *yHF* est *synchrone* du signal *RRvalid*, tandis que les signaux *yMF* et *yBF* sont des sous échantillonnages différents du premier.

##### moy/SCSA:

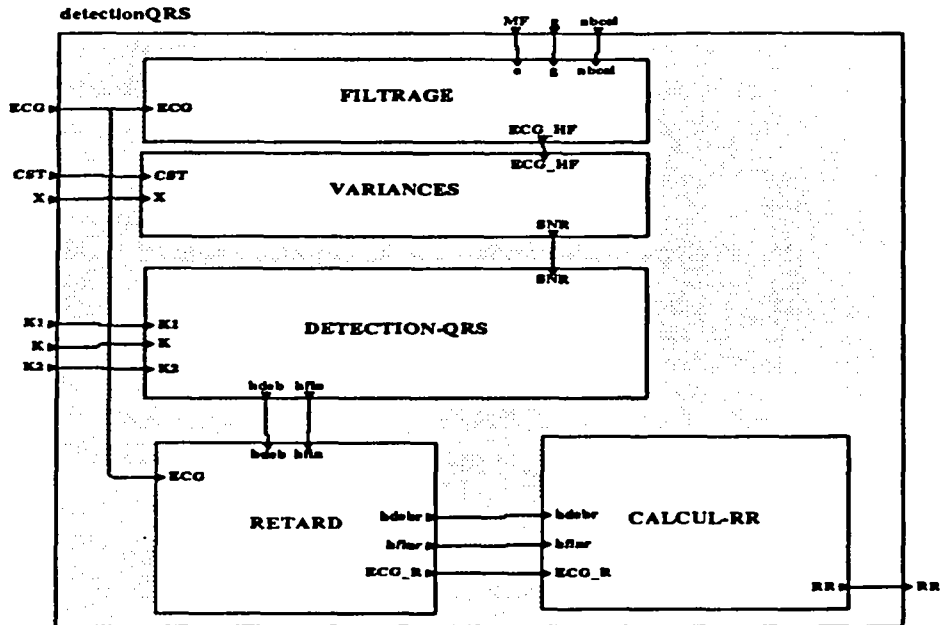
ou processus de calculs de moyennes et variances par stade de sommeil. Les signaux d'entrée sont:

- Les signaux à moyenner: *RRvalid*, *yHF*, *yMF*, *yBF*
  - Le signal *codrr* décrivant la nature de *RRvalid* (1 pour RR correct, 0 pour interpolation); *codrr* et *RRvalid* sont *synchrone*s; le signal *codrr* sert à compter le pourcentage d'interpolation réalisé par stade et à le comparer au signal *maxint*, qui est le seuil toléré.
  - Le signal *pt* ou piste technique (piste horloge) qui est décryptée dans le processus;
  - Le signal *stade*, vecteur contenant la nature, les instants début et fin d'un stade de sommeil exprimés en valeurs de la *pt*. Un nouveau stade est lu sur le fichier des stades lorsque la valeur courante de la *pt* devient supérieure à l'instant fin du précédent stade: le rythme du signal *stade* dépend donc de *pt* quand la condition exprimée est présente et vraie.
  - Le signal *hbase* est de nouveau nécessaire ici pour créer des relations entre les signaux d'entrée dont les horloges sont disjointes (ce point est détaillé paragraphe 5.1.3.(2)).
- Le signal de sortie *results* est un vecteur composé de la nature du stade de sommeil, le

pourcentage d'interpolation, les moyennes et variances pour le RR et ses trois composantes.



b) Le second exemple est le processus *detectionQRS* qui contient les trois étapes décrites au paragraphe 4.2: il est reproduit ici pour montrer deux processus qui seront détaillés par la suite: le processus *filtrage* qui illustrera l'aspect calcul sur valeurs, et le processus *retard*, qui effectue les opérations temporelles permettant de retarder les signaux dont on a besoin.

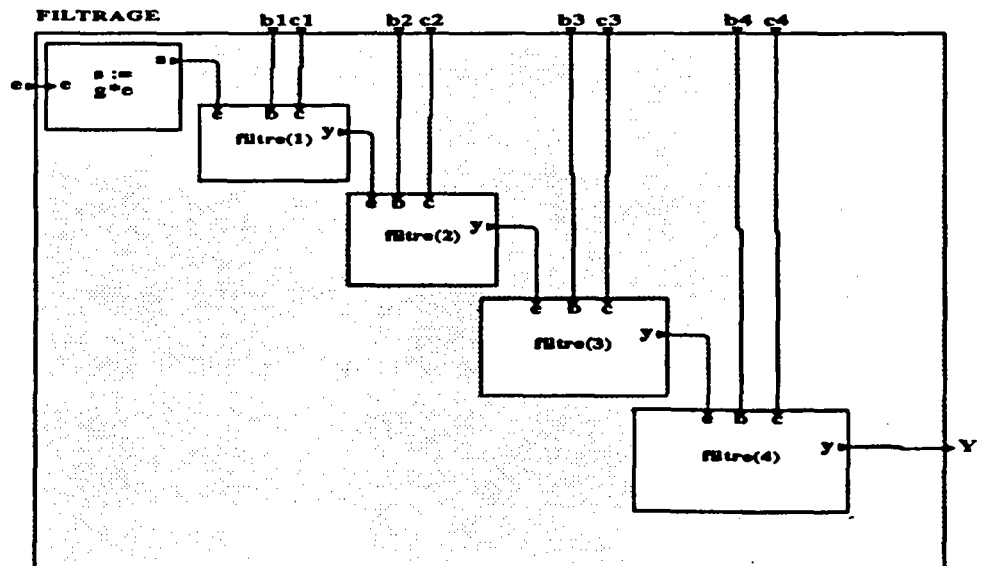


### 5.1.2 Aspect calcul sur valeurs: filtre IIR

A l'aide d'un effet zoom sur le processus *FILTRAGE* précédent, on illustre des filtres IIR par les deux diagrammes suivants:

Dans le premier, on trouve 4 filtres en cascade; ces processus sont des duplications du même modèle: toute modification dans un processus est inscrite dans les autres. Seuls les paramètres quand ils existent permettent de les différencier.

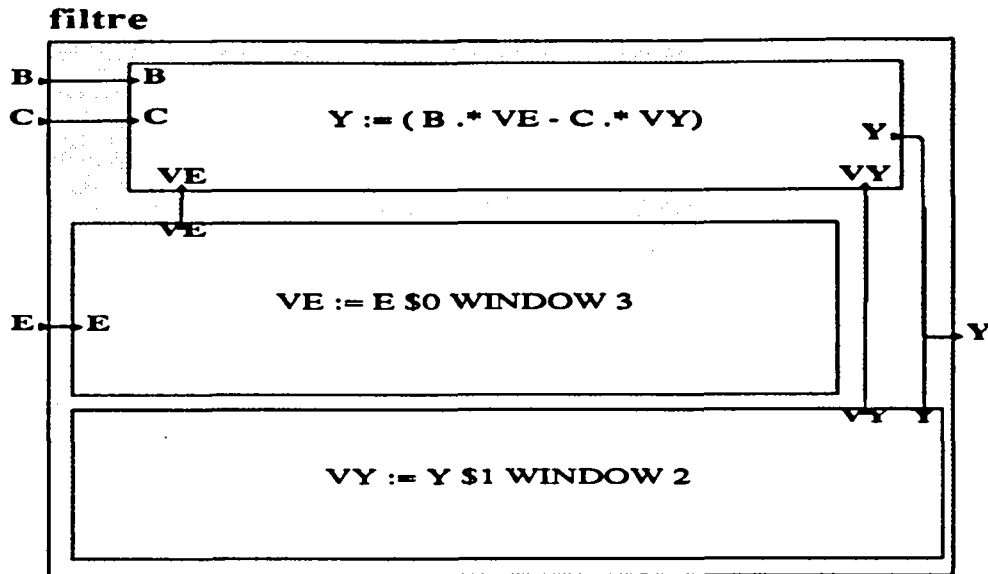
Dans le second, on entre dans le processus *filtre* et on y trouve la formule du filtre IIR; les boîtes ici sont les processus terminaux faisant intervenir les opérateurs du langage.



L'opérateur fonctionnel  $\cdot *$  fait le produit scalaire du vecteur des coefficients B du filtre par le vecteur des échantillons VE et du vecteur des coefficients C par le vecteur des échantillons VY.

VE est un vecteur de trois échantillons du signal, correspondant à  $e_n, e_{n-1}, e_{n-2}$ ; il est exprimé par l'opérateur window, fenêtre glissante de dimension 3 et de retard \$0, puisqu'il prend en compte l'échantillon  $e_n$ .

VY est un vecteur de deux échantillons du signal, correspondant à  $y_{n-1}, y_{n-2}$ ; il est donc exprimé par une fenêtre glissante de dimension 2 et de retard \$1, puisqu'il ne prend en compte les échantillons qu'à partir de  $y_{n-1}$ .

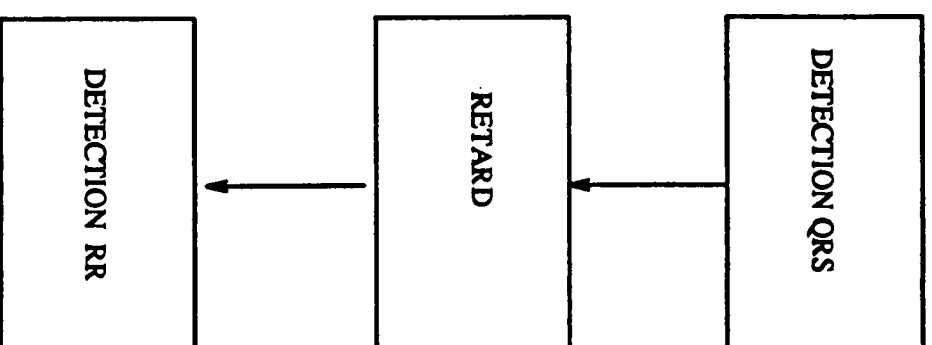
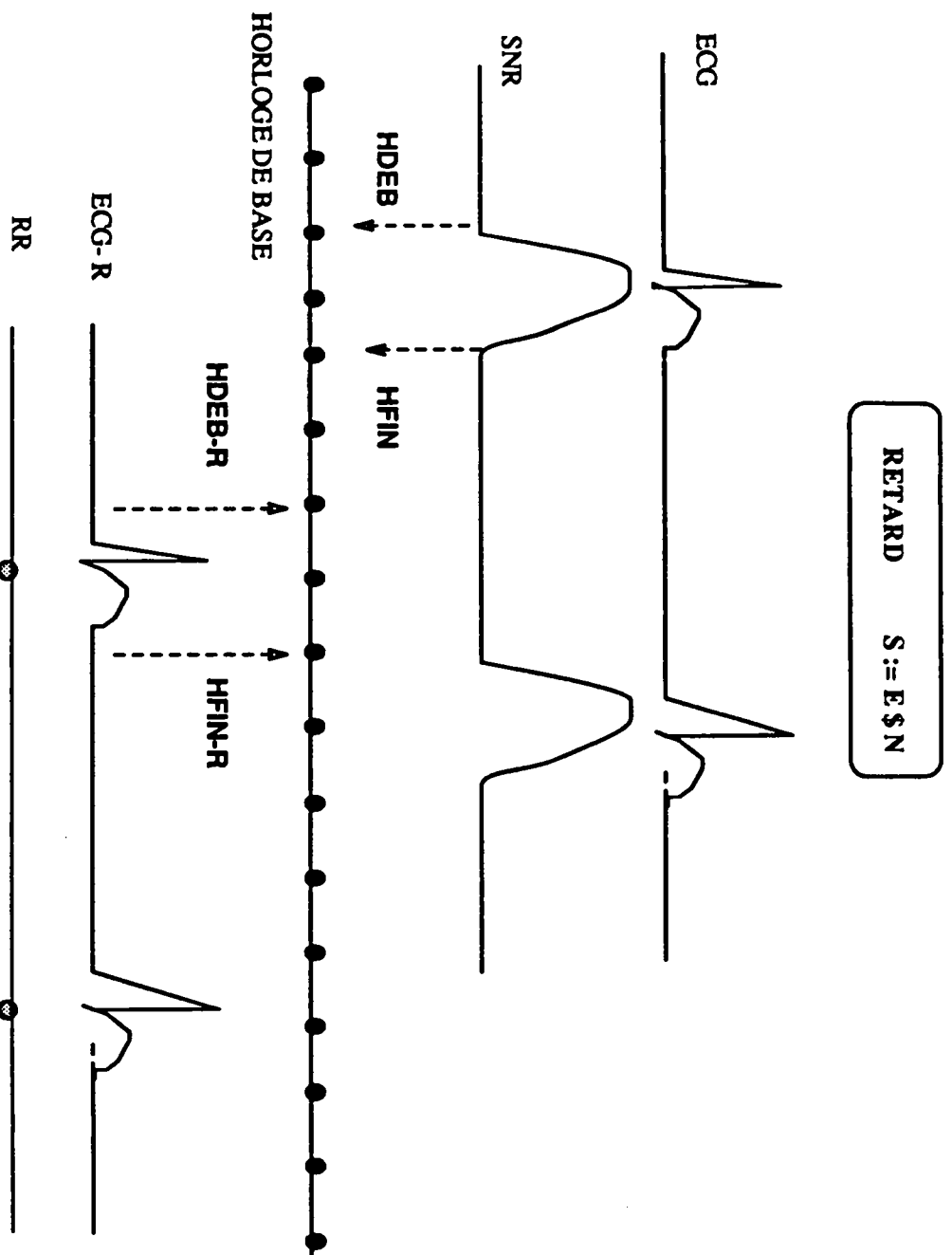


$$y_n = \sum_{i=0}^q e_i u_{n-i} - \sum_{i=1}^p c_i y_{n-i}$$

### 5.1.3 Aspect calcul sur horloges

#### 1. L'opérateur retard (\$)

L'exemple choisi est celui du processus *retard*, utilisé dans la détection des QRS (diagramme p.14): on détecte les instants début et fin d'une zone de battement sur le SNR issu de l'ECG, puis on revient sur l'ECG pour rechercher entre ces instants précédemment détectés le motif le plus caractéristique du QRS. En retardant les signaux d'un nombre suffisant d'échantillons, on peut, dans la foulée, détecter les QRS sur le SNR et les RR sur l'ECG retardé (schéma suivant).





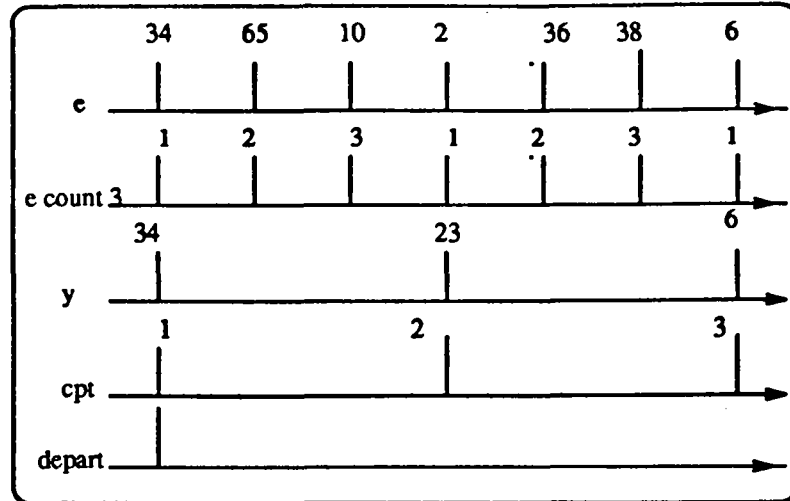


Figure 5: chronogramme des signaux du processus *decimation*

## 2. L'opérateur de sous-échantillonnage *when*

- **Préfiltrage du signal RR en trois bandes de fréquence, avec sous-échantillonnage:**

On reproduit ici le processus *decimation*. Il est dupliqué, c'est pourquoi on donne un nom général aux signaux; *e* est le signal d'entrée. Les signaux de sortie sont:

- *y*, sous échantillonné à une fréquence *sousech*, paramètre du processus: l'opérateur *count* est un compteur modulo, réinitialisé à 1; *y* est produit chaque fois que le compteur vaut 1.
- *départ*, signal utile pour les actions d'initialisation: on définit pour le produire, *cpt*, un compteur d'occurrences de *y*, *synchrone* avec lui; le signal *départ* est produit l'unique fois où *cpt* vaut 1 (Fig.5).

```

y := e when ((e count sousech init1) = 1)
cpt := zcpt + 1
zcpt := cpt $1
départ := when (cpt = 1)
synchro (y,cpt)

```

- **Moyennage des résultats par stade de sommeil:**

On reproduit ici le processus *synchroRR-PT*. On doit comparer les occurrences de signaux dont les horloges sont disjointes: le signal *RR*, extrait de l'ECG et le signal *raz*, extrait de la piste technique; c'est l'instant de moyennage, présent quand la valeur courante de la piste technique correspond à la fin d'un stade de sommeil. Piste technique et ECG sont synchrones mais les instants des signaux qui en sont extraits ne sont pas simultanés; cependant, il faut moyenner les RR à chaque occurrence d'un *raz*. On se ramène donc à l'horloge commune, la plus fine (*hbase*) pour comparer leur date. A noter l'existence d'un opérateur de mémorisation, le *cell*, utile ici pour que l'instant de survenue d'un *raz* (*hraz*) soit présent à chaque occurrence d'un RR (*hrr*) (Fig.6).

```

hraz := hbase when raz
hrazc := (hraz cell (event) RR) when (event) RR
hRR := hbase when (event) RR
hRRz := hRR $1
hraz1 := ( hrazc < hRR) and ( hrazc >= hRRz)

```

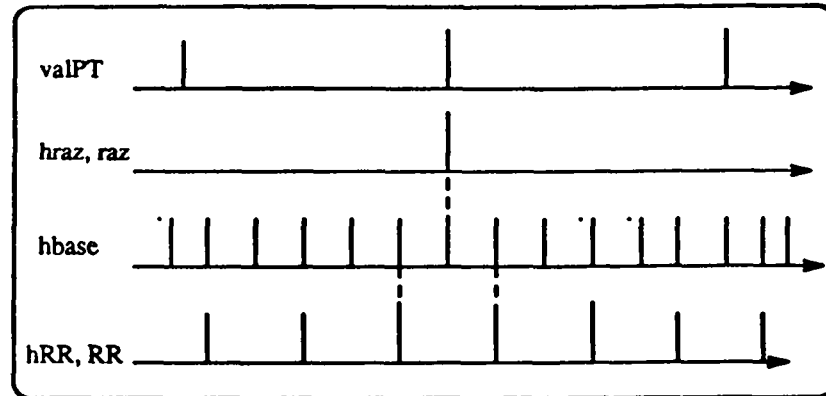


Figure 6: chronogramme des signaux du processus *synchroRR-PT*

### 3. L'opérateur de mélange default et le sur-échantillonnage

- Correction du signal RR:

Après validation, le signal RR est le mélange des RR bruts valides et des RR corrigés. Le signal *code* décrit la nature des valeurs des RR (valide ou interpolée): la valeur de *code* est 0 quand le signal *RRvalid* est présent ou 1 quand *RRvalid* est absent et *RRcor* présent.

$RRvalid := RRvalid \text{ default } RRcor$

$code := (0 \text{ when (event) } RRvalid) \text{ default } (1 \text{ when (event) } RRcor)$

- Sur échantillonnage du signal RR:

L'exemple de sur-échantillonnage est introduit ici car il a été utilisé pour le signal *RRcor*: en effet, un artefact, qui est souvent un RR anormalement long, correspondant à une ou plusieurs détections manquées doit être remplacé par deux ou plusieurs valeurs moyennes de RR; ce sont les RR corrigés. Pour produire ceux-ci avant l'occurrence du prochain RR correct, il est nécessaire de se synchroniser sur une horloge plus fine que celle du signal RR (on a choisi celle de l'ECG: *hbase* ou *hceg*). On entretient un compteur des *n* interpolations à faire qui décroît à chaque top. Le signal résultant ou signal des RR valides est le **mélange** des RR bruts corrects à l'horloge du signal RR et des interpolations à l'horloge du signal ECG (Fig.7).

$cpt := zcpt - 1$

$zcpt := (n + 1) \text{ default } (cpt \$1)$

### 4. Programmation de type automate

Elle est illustrée par le processus de *validation* des RR. On considère deux états ( $X_n$ ), correspondant à des critères différents de validation:

- Dans l'état *artefact*, les RR sont comparés à une moyenne de référence ( processus *critères-artefact*).
- Dans l'état *croisiere*, les RR sont comparés à la moyenne des RR valides du contexte ( processus *critères-croisiere*).

Les événements ( $e_n$ ) responsables des transitions d'états sont les suivants:

- L'événement *finart*, survient dans l'état *artefact* dont il indique la fin. Il signifie qu'on a trouvé un RR répondant aux critères de validation de cet état.
- l'événement *debart*, survient dans l'état *croisiere* dont il indique la fin. Il signifie qu'on a trouvé un RR ne répondant plus aux critères de validation de cet état.

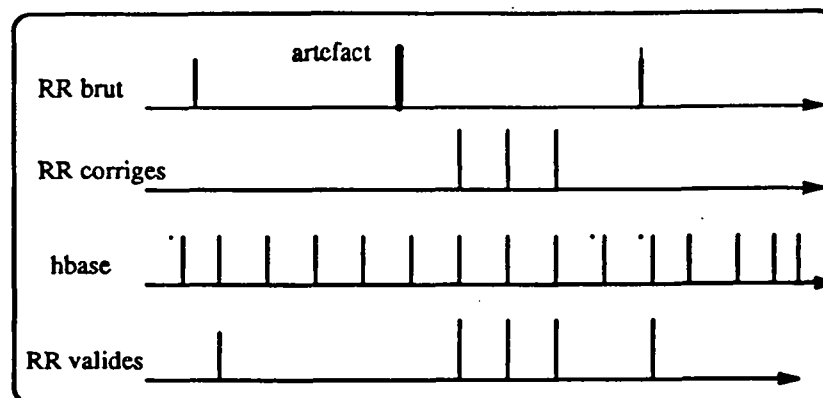


Figure 7: chronogramme des signaux du processus *correction*

Les signaux de sortie ( $Y_n$ ) sont les suivants:

- *rrnew*, nouvel RR valide après un artefact ou une suite d'artefacts, correspondant à la transition de l'état *artefact* dans l'état *croisière*.
- *rrval*, RR valide produit dans l'état *croisière*.

Le tableau suivant exprime la table de transition des états et les sorties de l'automate de validation des RR: la première ligne décrit les événements actuels, la première colonne décrit les états actuels; l'intersection des deux décrit l'état futur et la sortie actuelle éventuelle. \* représente les états non définis.

TABLE 2  
TABLE DE TRANSITION DE L'AUTOMATE

Etat/Événement	finart	debart	not finart	not debart	cpt=1
artefact	croisiere/rrnew	*	artefact/0	*	*
croisiere	*	artefact/0	*	croisiere/rrval	*
debut	*	*	*	*	artefact/0

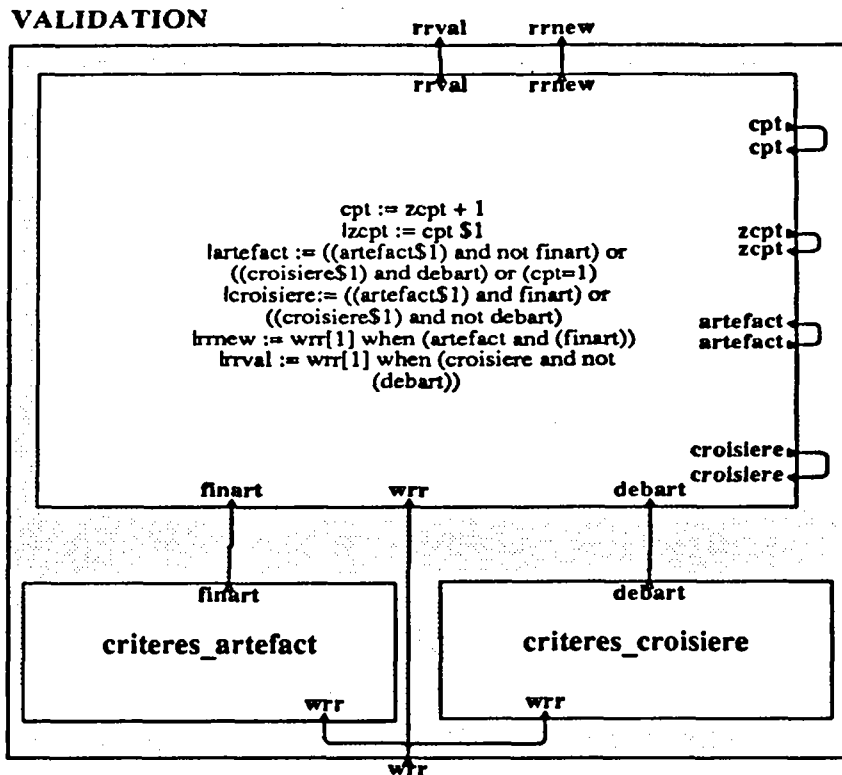
Soient  $\tau(X_n, e_n)$ , l'équation de transition d'états et  $\sigma(X_n, e_n)$ , l'équation de sortie. En SIGNAL, la programmation d'un automate se ramène aux équations suivantes:

$ZX := X\$1$  init  $X0$

$X := \tau(ZX, e)$

$Y := \sigma(ZX, e)$  when  $(\sigma(ZX, e) \neq 0)$

Le processus *validation*, page suivante illustre le cas général.



## 5.2 Apport de SIGNAL pour la mise au point des programmes

Les contrôles effectués par le compilateur SIGNAL évitent de rencontrer d'autres erreurs que des erreurs de spécification des algorithmes, lors de l'exécution d'un programme.

Les erreurs de syntaxe sont immédiatement signalées à l'écriture du programme; les erreurs de types sont signalées et localisées en première partie de la compilation; elles sont corrigées par simple sélection du port concerné.

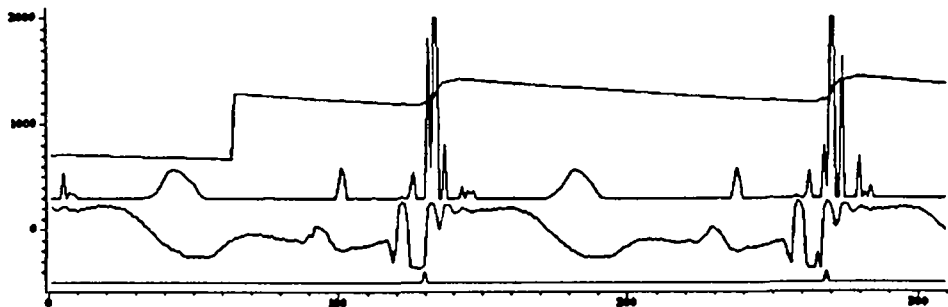
Les erreurs de synchronisation, les cycles de dépendance entre données sont signalés par le compilateur dans un rapport d'erreur nommant les horloges en cause et situant les instructions contradictoires. Il est possible également de visualiser tous les signaux synchrones à un niveau donné du diagramme.

Pour isoler les erreurs de calcul, un environnement d'exécution puissant permet d'exécuter au ralenti un programme, de l'arrêter à l'horloge d'un signal, d'ouvrir des sondes graphiques ou numériques sur un signal quelque soit son type (booléen, complexe ...). Grâce à l'aspect synchrone, le comportement du programme n'est pas affecté par ces actions de 'debugging'.

## 5.3 Apport de SIGNAL pour la mise au point des méthodes

### 5.3.1 Interactivité: réglage dynamique de paramètres

En plus des outils précédents, il est possible de connecter des signaux d'entrée (paramètres de la méthode) à des jauges. Les valeurs de ces paramètres peuvent être modifiées dynamiquement, pour optimiser les résultats d'une méthode. Dans l'exemple suivant, issu d'une méthode de détection des QRS en cours de test, on a élevé le seuil de détection pour en tester le meilleur niveau.



Règlage dynamique du seuil de détection des QRS  
( de haut en bas: seuil, ECG filtré, ECG brut, marques de détection)

### 5.3.2 Interactivité conditionnée

Dans le programme de *correction visuelle des artefacts* (pages 12), l'utilisateur peut modifier le cours de l'exécution: une décision manuelle par l'intermédiaire d'une jauge connectée à un signal booléen permet, soit de rester en mode artefact, soit de passer en mode de croisière. Pour cet algorithme on a utilisé la combinaison de trois fonctionnalités:

- Le type event propre au langage SIGNAL
- La possibilité de mettre un point d'arrêt à l'exécution à chaque occurrence d'un signal
- La jauge numérique en tant que générateur d'un signal d'entrée.

A tout RR jugé artefact par le critère quantitatif est lié un *event*, présent à chaque occurrence d'un artefact. On choisit l'option arrêt en cours d'exécution sur cet *event*: à chaque artefact il y a donc arrêt sur écran, ce qui permet au cardiologue de contrôler sur le signal ECG les QRS impliqués dans la décision quantitatif; lorsqu'il juge les QRS de nouveau corrects, il positionne sur 1 une jauge numérique, condition de passage dans le mode de validation quantitatif. L'exécution reprend en mode de croisière jusqu'à un nouvel arrêt, induit par l'occurrence d'un artefact.

## 6 Conclusion

SIGNAL a été choisi pour les possibilités qu'il offre de description de relations aussi bien entre valeurs qu'entre rythmes. C'est en effet le principal problème d'expression posé par le développement de logiciels d'analyse de rythmes, comme LARY-C, présenté ici, et dédié à l'analyse du rythme cardiaque. Ce problème est encore plus difficile dans le cas de l'étude conjointe de plusieurs signaux biologiques (ECG, EEG, mouvements respiratoires ou oculaires ...) et nécessite des méthodes adaptées, aussi bien en traitement du signal qu'en informatique.

Les opérations temporelles de base offertes par SIGNAL (retard, sous-échantillonnage, mélange) s'appuient sur un modèle précis des signaux que l'utilisateur doit d'abord identifier: tout signal physique doit être modélisé comme une succession d'événements de durées suffisamment courtes pour que les relations entre ces événements puissent être décrites sans faire intervenir les durées. Alors, ces relations se réduisent à:

- des relations logiques décrivant l'ordre partiel des événements: relations de précedence entre événements d'un même signal, de simultanéité entre événements de signaux différents.
- des relations entre les valeurs associées à des événements simultanés.

Les durées de ces événements élémentaires ou atomiques n'intervenant plus, on peut les supposer nulles. On parle alors de description temps réel synchrone des signaux et de leurs relations. Les durées significatives, en fait objet de l'étude ici, apparaissent comme des comptages de suites finies bien choisies d'événements atomiques.

Cet effort de modélisation est récompensé avec SIGNAL par une grande facilité pour exprimer des relations temporelles complexes mais dont la cohérence (qui reste de la responsabilité du programmeur !) est vérifiable par des outils automatiques intégrés au compilateur. Dans notre cas, l'identification de ces événements atomiques est en fait très simple: les échantillons constituant les enregistrements bruts, l'instant de détection d'un complexe cardiaque, l'instant d'un maximum particulier dans un complexe et la durée écoulée depuis le maximum précédent (intervalle RR), sont autant d'événements atomiques naturels bien que de niveaux très différents. L'hypothèse synchrone d'existence de ces descriptions particulières des signaux est ici facilement vérifiée ... Les opérations du langage sont alors disponibles.

#### **L'apport du langage SIGNAL et de son environnement à court terme:**

L'aspect flot de données ainsi que la prise en charge par le compilateur de la vérification des cohérences locales et globales contribue à réduire l'effort de programmation des algorithmes. L'interfaçage aisé avec des fonctions externes (fortran ou C) permet d'intégrer des outils de gestion de fichiers (lecture, positionnement) et des fonctions mathématiques de traitement du signal. L'aspect synchrone donne une grande puissance de mise au point, interactive avec calibrage des paramètres en cours d'exécution.

L'environnement de programmation-exécution SILDEX est intégré, permettant aux médecins non informaticiens de prendre en charge la totalité de l'application LARY-C, notamment la partie évaluation des méthodes avec réglage des paramètres.

#### **L'apport du langage SIGNAL et de son environnement à plus long terme:**

Après la phase de recherche d'indices quantitatifs de la maturation du Système Nerveux Autonome à partir des variables cardiaques, vient la perspective d'exécution en temps réel, éventuellement sur multiprocesseurs, pour établir des diagnostics préventifs par monitoring concernant par exemple les risques de mort subite inexpliquée du nourrisson, les risques de souffrance foetale chronique ... Le même programme pourra alors être utilisé ou facilement adapté à ce nouvel environnement d'exécution grâce aux outils comme SynDEX [18,19], compatibles avec SIGNAL.

## Bibliographie

- [1] Corge, J: Système de mesure de la variabilité du rythme cardiaque foetal, *Thèse en doctorat de l'Université de Paris dauphine, mention automatique*, Juin 1996.
- [2] Medigue, C., Kauffmann, F., Clairambault, J., Puech, F., Matis, R.: Complément d'étude sur l'analyse de la variabilité du rythme cardiaque foetal; *rapport final de collaboration INRIA - centre obstétrical du CHU de lille*. Février 91.
- [3] Curzi-Dascalova, L., Peirano, P., Morel-Kahn, F.: Development of sleep states in normal premature and full-term newborns, *Developmental Psychobiology* 21 (5): 431-444 (1988).
- [4] Kauffmann F., Clairambault J., Médigue C.: Un système d'analyse des signaux biomédicaux, *Bulletin de Liaison de la Recherche en Informatique et en Automatique (publ. INRIA)*, 131 (March 1991).
- [5] Kauffmann, F.: Détection de changements de variances (SNR); *Segmentation de signaux: fiches descriptives d'algorithmes*, GRECO Signal Images, GDR 134, mai 1991.
- [6] Kauffmann, F., Cauchemez, B.: Extraction of cardiorespiratory parameters; *Colloque INSERM*, vol 217, p. 105-112, Paris 1991.
- [7] Kauffmann, F., Peirano, P., Cauchemez, B.: Dynamic quantification of Heart Rate Variability; soumis à *14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; October 29- November 1, 1992.
- [8] S. H. Nawab, T. F. Quatieri: Short-Time Fourier Transform, pp. 289-337 in *Advanced topics in signal processing*, J. S. Lim, A. V. Oppenheim eds., Prentice-Hall, Englewood Cliffs (1988).
- [9] Shaw-Jyh Shin, *Assessment of autonomic regulation of heart rate variability by the method of complex demodulation*, IEEE Trans. Biomed. Eng. 36 (2): 274-283 (1989).
- [10] Kamath, M.V., Fallen, E.L., Dixon, E., McCartney, N., Mishkel, G., Reilly, J.P. and Upton, A.R.MD: Clinical applications of Heart Rate Variability power spectra; *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Vol. 13, No.2, (1991)
- [11] J. Clairambault, F. Kauffmann, C. Medigue, L. Curzi-Dascalova: Heart rate control in sleeping newborns; *European J. of neurosciences*, suppl.3, p.45, 1990.
- [12] Clairambault, J., Curzi-Dascalova, L., Kauffmann, F. J., Médigue, C., Leffler, C. : Heart rate variability in normal sleeping full-term and preterm neonates. *Early Human Development*, 28 169-183 (1992)
- [13] Le Maire, C. : Environnement de programmation synchrone en reconnaissance de la parole, *Thèse en doctorat de l'Université de Rennes, mention informatique*, No 544.
- [14] Le Guernic, P., Gautier, T., Le Borgne, M. and Le Maire, C. (1991): Programming Real-Time Applications with SIGNAL. *Proceedings of the IEEE* vol79, n.9, 1321-1336.
- [15] Benveniste, A. and Berry, G.: The Synchronous Approach to Reactive and Real-Time Systems. *Proceedings of the IEEE* vol79, n.9, 1270-1282.(1991).
- [16] Médigue C., Clairambault J., Curzi-Dascalova L.: A real time Heart Rate Variability analysis system using a synchronous language: SIGNAL; soumis à *14th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*; October 29- November 1, 1992.

- [17] Dalton, K.J., Dawes, G.S., Patrick, J.E.: Diurnal, respiratory, and other rhythms of fetal heart in lambs. *Am. J. Obstet. Gynecol*, 127:414, 1977.
- [18] Lavarenne, C., Sorel, Y.: SynDex, un environnement de programmation pour applications de traitement du signal distribuées. *Actes du treizième Colloque GRETSI*, Septembre 1991.
- [19] Lavarenne, C., Seghrouchni, O., Sorel, Y., Sorine, M.: The SynDex software environment for real-time distributed systems, design and implementation. *Proceedings of the European Control Conference*, July 1991.



**ISSN 0249 - 6399**